PCT WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM
Internationales Büro

INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

(51) Internationale Patentklassifikation 5 : A61B 68/08, 8/14, 5/00, 6/00, G01M 29/06, G01S 15/89	A2	(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: **WO 94/21189** (43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 29. September 1994 (29.09.94)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE94/00301

(22) Internationales Anmeldedatum: 18. März 1994 (18.03.94)

(30) Prioritätsdaten:
P 43 09 597.6 22. März 1993 (22.03.93) DE

(71) Anmelder *(für alle Bestimmungsstaaten ausser US)*: SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT [DE/DE]; Wittelsbacherplatz 2, D-80333 München (DE).

(72) Erfinder; und
(75) Erfinder/Anmelder *(nur für US)*: RICHTER, Kari [DE/DE]; Platanenallee 34, D-14050 Berlin (DE).

(81) Bestimmungsstaaten: CA, CN, JP, US, europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).

Veröffentlicht
Ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts.

(54) Title: PROCESS FOR IMAGING A PART OF THE HUMAN BODY

(54) Bezeichnung: VERFAHREN ZUR BILDGEBENDEN DARSTELLUNG EINER PARTIE DES MENSCHLICHEN KÖRPERS

(57) Abstract

Process for imaging a part of the human body, especially the female breast, using echo signal from ultrasonic radiation directed at the object. The evaluation of echo signals received in relation to time by an echo signal receiver is executed each time on an objet axis directed in the spatial direction of the primary radiation, the intensity of the echo signals being evaluated to provide an image. In the imaging evaluation, the echo signal is combined and evaluated with another imaging signal from another spatially allocated signal source in the corresponding spatial direction with a fixedly maintained object. In the case of the female breast, the organ is held between two substantially parallel plates.

(57) Zusammenfassung

Verfahren zur bildgebenden Darstellung einer Partie des menschlichen Körpers, insbesondere der weiblichen Brustdrüse, mittels Echosignalen einer auf das Objekt gerichteten Ultraschallstrahlung, wobei die Auswertung von durch einen Echosignalempfänger zeitabhängig empfangenen Echosignalen jeweils auf einer in der Raumrichtung der Primärstrahlung gerichteten Objektachse erfolgt und die Intensität der Echosignale bildgebend ausgewertet wird, wobei bei der bildgebenden Auswertung das Echosignal mit einem weiteren in der entsprechenden Raumrichtung bei fixiert gehaltenem Objekt aufgenommenen bildgebenden Signal einer anderen Signalquelle in räumlicher Zuordnung zusammengefaßt und ausgewertet wird und im Falle der weiblichen Brustdrüse diese zwischen zwei im wesentlichen parallel gerichteten Platten fixiert ist.

LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AT	Österreich	GA	Gabon	MR	Mauretanien
AU	Australien	GB	Vereinigtes Königreich	MW	Malawi
BB	Barbados	GE	Georgien	NE	Niger
BE	Belgien	GN	Guinea	NL	Niederlande
BF	Burkina Faso	GR	Griechenland	NO	Norwegen
BG	Bulgarien	HU	Ungarn	NZ	Neuseeland
BJ	Benin	IE	Irland	PL	Polen
BR	Brasilien	IT	Italien	PT	Portugal
BY	Belarus	JP	Japan	RO	Rumänien
CA	Kanada	KE	Kenya	RU	Russische Föderation
CF	Zentrale Afrikanische Republik	KG	Kirgisistan	SD	Sudan
CG	Kongo	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	SE	Schweden
CH	Schweiz	KR	Republik Korea	SI	Slowenien
CI	Côte d'Ivoire	KZ	Kasachstan	SK	Slowakei
CM	Kamerun	LI	Liechtenstein	SN	Senegal
CN	China	LK	Sri Lanka	TD	Tschad
CS	Tschechoslowakei	LU	Luxemburg	TG	Togo
CZ	Tschechische Republik	LV	Lettland	TJ	Tadschikistan
DE	Deutschland	MC	Monaco	TT	Trinidad und Tobago
DK	Dänemark	MD	Republik Moldau	UA	Ukraine
ES	Spanien	MG	Madagaskar	US	Vereinigte Staaten von Amerika
FI	Finnland	ML	Mali	UZ	Usbekistan
FR	Frankreich	MN	Mongolei	VN	Vietnam

Verfahren zur bildgebenden Darstellung einer Partie des menschlichen Körpers

Die Erfindung betrifft ein Verfahren der im Oberbegriff des Anspruchs 1 angegebenen Art sowie eine Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens.

Derartige bildgebende Verfahren werden zunehmend als Reihenuntersuchungen von Körperpartien bei der Krebsvorsorge eingesetzt.

Die regelmäßige Vorsorgeuntersuchung der weiblichen Brustdrüse zur Früherkennung von Brustkrebs ist deswegen sehr erstrebenswert, weil diese Erkrankung, die in den industrialisierten Ländern die häufigste Krebsart bei Frauen darstellt, ein großes epidemiologisches Gewicht hat, und eine Früherkennung der Krankheit in der Regel Heilung bedeutet. Die Röntgen-Mammographie ist hierbei eine etablierte Methode und wird in den meisten Fällen durch Darstellung der Brust in zwei senkrecht zueinander gerichteten Ebenen durchgeführt.

Ultraschalluntersuchungen stellen eine gefahrlose mammographische Untersuchungsmethode dar und selbst sehr dichtes Drüsengewebe (Mastopathie) bilden kein Problem, da die Tumoren in dichtem Drüsengewebe sonographisch gut darstellbar sind. Bei Patienten mit einer Mastopathie oder mit Endoprothesen im Brustbereich ist die Röntgen-Mammographie dagegen nicht aussagefähig, da die Tumoren dann nicht oder nur schlecht darstellbar sind.

Bei einem aus der US 45 09 368 bekannten Ultraschall-Tomographen werden reflektorisch und transmissorisch gewonnene Signale einander überlagert. Diese Anordnung ermöglicht zwar gegenüber den übrigen bekannten Lösungen einen Informationsgewinn - dieser führte jedoch nicht dazu, daß nach diesem Verfahren arbeitende Geräte in nennenswerter Zahl in die Praxis Eingang fanden. Hindernd dabei ist, daß das Gerät im

Aufbau relativ kompliziert ist und daß mehrere Schallsender und Schallempfänger benötigt werden, wodurch das Gerät aufwendig in der Anschaffung und auch in der Handhabung nicht einfach ist.

Weiterhin ist aus der DE 40 37 387 A1 ein Verfahren bekannt, bei dem die erhaltenen Echowerte für übereinstimmende Raumpunkte aus einander entgegengesetzten Einstrahlrichtungen einander überlagert werden, so daß schließlich Signalanteile nur für diejenigen Raumpunkte verbleiben, welche je nach Strahlungsrichtung voneinander abweichen. Dadurch lassen sich Informationen bezüglich der Form und der Oberflächenstruktur einer erkannten Inhomogenität besser ableiten, da Schallschatten und dergleichen eliminiert werden. Nachteilig bei diesem Verfahren ist aber weiterhin, daß die zu untersuchende Körperpartie von zwei entgegengesetzten Raumrichtungen aus untersucht werden muß, so daß der Schallkopf entweder entsprechend oft umgesetzt werden muß oder aber von vornherein zwei Schallköpfe benötigt werden.

Die eingeführten allein auf Ultraschall basierenden Verfahren lieferten bisher keine Ergebnisse, welche für sich auch in Reihenuntersuchungen genügend zuverlässige Aussagen ermöglichen würden.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren der eingangs genannten Gattung bzw. eine entsprechende Vorrichtung zur Durchführung dieses Verfahrens anzugeben, mit dem die aus dem Ultraschallbild entnehmbare Information für Ultraschalluntersuchungen als Reihenuntersuchungen bei der Krebsvorsorge (Screening) an Aussagekraft gewinnt und eine einfachere Auswertung auch durch weniger erfahrene Untersuchungspersonen ermöglicht.

Diese Aufgabe wird mit den kennzeichnenden Merkmalen der Ansprüche 1 bzw. 9 gelöst.

Der Erfindung liegt die Erkenntnis zugrunde, daß durch den gemeinsamen Einsatz zweier sich ergänzender bildgebender Verfahren, welche bei fixierter Brust die unmittelbare oder mittelbare geometrische Überlagerung der bildgebenden Informationen ermöglichen, ein wesentlicher Informationsgewinn erzielbar ist, der insbesondere größer ist als die Summe der aus den beiden Verfahren getrennt zu entnehmenden Informationen. Hierbei ist ein sich einstellender kumulativer Effekt wesentlich, welcher darauf beruht, daß eine unvollständige geometrische Struktur für den menschlichen Betrachter bereits durch Hinzufügung weniger zusätzlicher Elemente um ein Vielfaches an Deutlichkeit gewinnt.

Bevorzugt stellen auf Ultraschallechos und auf Röntgendurchstrahlung basierende Verfahren sich ergänzende, d.h. komplementäre Verfahren in der Weise dar, daß Gewebeanomalien, welche durch das eine Verfahren nicht deutlich wiedergegeben werden, in dem anderen Verfahren um so besser hervortreten. Bei direkter Überlagerung der am fixierten Objekt aufgenommenen Bilder ergänzen sich damit die bildgebenden Darstellungen zu einem die malignen Bereiche nahezu vollständig wiedergebenden Bild, wobei sich diese Überlagerung auch auf die Darstellung jeweils einzelner geometrischer Elemente oder Strukturen der Bildwiedergabe bezieht.

Als besonders vorteilhaft hat sich hierbei herausgestellt, daß die Belastung durch Röntgenstrahlung nur noch für die Erzeugung einer Bildebene erforderlich ist und damit nicht mehr - wie bisher in der Röntgen-Mammographie - zwei Röntgenbilder aus unterschiedlichen Richtungen angefertigt werden müssen.

Durch die Kombination der verschiedenen Untersuchungsmethoden bei ein und derselben Position der zu untersuchenden Brust sind auch schon deswegen - im Gegensatz zu früheren Verfahren - eindeutigere Ergebnisse möglich, weil bisher die mit den verschiedenen Verfahren gewonnenen Bildgeometrien - wegen der unterschiedlichen Organposition bzw. -formation in den ver-

schiedenen Aufnahmerichtungen - einander nicht zuzuordnen waren. Demgegenüber lieferten die beiden Verfahren bisher - auch wenn sie gemeinsam angewendet wurden, unterschiedliche nicht unmittelbar gemeinsam und zusammenfassend auszuwertende Ergebnisse.

Von Bedeutung für das erfindungsgemäße Verfahren ist auch, daß hier Bildelemente aus räumlichen Verfahren (Ultraschall) mit solchen informationsmäßig zusammengefügt werden, welche durch Schattenbildung bei Durchstrahlung gewonnen werden. Das Ultraschallverfahren ermöglicht dabei die Tiefenortung von Befunden, welche durch die schattenbildenden Verfahren lediglich zweidimensional lokalisiert wurden.

Bei vorteilhaften Weiterbildungen der Erfindung sind die unterschiedlichen bildgebenden Verfahren in verschiedenen Stufen zuschaltbar, so daß jeweils eine genaue Diskrimination erfolgen kann.

Insbesondere handelt es sich bei dem weiteren Signal um ein mittels Röntgenstrahlung, thermographisch und/oder mittels Transillumination ausgelöstes Signal, wobei das mittels Röntgenstrahlung ausgelöste Signal unmittelbar digital aufgezeichnet oder aus einer auf übliche Weise erhaltenen Röntgenaufnahme nachträglich digitalisiert wird.

Wenn die Signalquellen - gleichzeitig oder zeitlich aufeinanderfolgend - in räumlicher Koordination auf derselben Seite des Objekts angeordnet sind, kann in bevorzugter Weise die Empfängerplatte für ein schattengebendes Verfahren mit einer Reflektorfläche für ein mittels Echowirkung arbeitendes bildgebendes Verfahren kombiniert werden.

Bei einer anderen bevorzugten Weiterbildung des Verfahrens kann eine zusätzliche für eine hohe Tumorwahrscheinlichkeit repräsentative Information mittels logischer Verknüpfung und/oder Überlagerung des weiteren Signals mit dem aus der

Echoinformation abgeleiteten, für eine hohe Tumorwahrscheinlichkeit kennzeichnenden Signal, insbesondere durch additive oder multiplikative Verknüpfung erhalten werden. Dadurch werden die für die Auswertung der Untersuchung besonders relevante Bezirke deutlich hervorgehoben.

Die Primärstrahlung des echogebenden Signals wird auf das zu untersuchende Objekt insbesondere kontinuierlich oder in im wesentlichen äquidistanter Folge anschließenden parallelen als Primärstrahlung auf das zu untersuchende Objekt abgegeben, wobei der Primärstrahlensender mechanisch angetrieben ist und/oder mehrere räumlich verteilte Primärstrahlensender in einer Anordnung nach Art eines Arrays scannend zeitlich nacheinander auch simultan betrieben werden.

Wenn sich - gemäß einer anderen bevorzugten Ausführung des erfindungsgemäßen Verfahrens das Objekt zwischen dem Primärstrahlensender/Echosignalempfänger und einer senkrecht zur Raumrichtung der Primärstrahlung ausgerichteten, die Primärstrahlung als Echosignal stärker als andere im Darstellungsfeld befindliche Bereiche des Körpergewebes reflektierenden Referenzfläche befindet und die mittlere oder zu erwartende Laufzeit und/oder Amplitude eines vom Primärstrahlensender/Echosingalempfänger empfangenen von der Referenzfläche reflektierten Echosignals der das Objekt durchquerenden Primärstrahlung ermittelt oder festgehalten wird, kann die Laufzeit und/oder Amplitude eines vom Primärstrahlensender/Echosignalempfänger empfangenen von der Referenzfläche reflektierten Echosignals der das Objekt durchquerenden Primärstrahlung ermittelt werden, wobei dann die Abweichung der Laufzeit und/oder Amplitude dieses aufgenommenen von der Referenzfläche reflektierten Echosignals zur Laufzeit des Referenz-Echosignals bzw. zur Referenzamplitude ein Maß für die Tumorwahrscheinlichkeit im Bereich der Raumrichtung der Ausbreitung dieses Echosignals bildet. Auf diese Weise läßt sich aus den überlagerten Signalen ein Maximum an eine ge-

schlossene Darstellung ermöglichender bildgebender Information gewinnen.

Besonders vorteilhaft bei den vorstehend beschriebenen Verfahren ist insbesondere, daß die erhaltenen Bilddaten keiner geometrischen Korrektur bedürfen, da sie sich ohne weiteres linear zu einer Gesamtdarstellung überlagern lassen.

In allgemeiner Form lassen sich dabei Bereiche der Bilddarstellung unter gemeinsamer Auswertung für einander benachbarte Punkte aufgenommene Echos erzeugen, so daß eine vollständige Darstellung der Referenzebene unter maximaler Ausnutzung der aufgenommenen Signalinformation ermöglicht ist.

Günstig ist dabei weiterhin, wenn die Punkte oder Bereiche zu einer zwei- oder dreidimensionalen graphischen Darstellung - insbesondere Falschfarbendarstellung - überlagert werden.

Das erfindungsgemäße Verfahren läßt sich auch für eine räumlich bildgebende Darstellung nach Art der Computertomographie verwenden, wenn nämlich auf dem zu untersuchenden Körperteil aus kontinuierlich oder in im wesentlichen äquidistanter Folge aneinanderanschließenden Raumrichtungen von einer den Körperteil flächendeckenden Bahn aus Primärstrahlung auf den zu untersuchenden Körperteil abgegeben wird.

Die technische Ausführung einer Vorrichtung zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens weist dabei jeweils die entsprechenden, Signalwandler bildenden Strahlungsquellen bzw. Strahlungsempfänger auf sowie einen Signalprozessor mit zugehörigem Programmspeicher und Signalverbindungen zu den Signalwandlern.

Da die Wellenstrahlung die relevante Körperpartie, d. h. das zu untersuchende Objekt, zeitlich nacheinander abtastet und insoweit eine stabile Lagerung insbesondere beweglicher Objekte günstig ist, ist bei der bevorzugten Ausführungsform

der erfindungsgemäßen Vorrichtung das Objekt zwischen einem für die Wellenstrahlung im wesentlichen durchlässigen, plattenförmigen Element und der die Echosignale reflektierenden Referenzfläche angeordnet, wobei das Element und die Referenzfläche parallel zueinander gerichtet sind.

Weil die zu untersuchenden Objekte unterschiedliche Formen aufweisen können, sind das für die Wellenstrahlung durchlässige Element und die reflektierende Referenzfläche mittels einer axialen Verstelleinrichtung miteinander verbunden. Das zu untersuchende und von einem Kopplungsmedium umgebene Objekt wird somit nach seiner Einbringung zwischen der Referenzfläche und dem Element, die ebenfalls mit dem Kopplungsmedium versehen sind, durch Betätigung der Verstelleinrichtung fixierend eingeklemmt, so daß relativ große Bereiche des Objekts das Element bzw. die Referenzfläche unmittelbar berührbar und dadurch auf einfache Weise eine gute Kopplung zwischen Objekt und Element bzw. Referenzfläche gewährleisten. Da die Dicke der vom Ultraschallsignal zu durchquerenden Bereiche damit definiert sind, lassen sich von vorn herein Sender/Empfänger mit geeigneter Fokussierung auswählen, so daß Zeitverluste durch Fehlmessungen vermieden sind.

Das das Objekt umgebende Kopplungsmedium befindet sich vorzugsweise in einem flexiblen Behälter, dessen Form sich an die Form des Objekts anpassen läßt. Der Behälter ist aus einem für die Wellenstrahlung durchlässigen Material und das Kopplungsmedium ist derart, daß die Schallgeschwindigkeit und/oder Absorption der Wellenstrahlung im Kopplungsmedium im wesentlichen derjenigen der Wellenstrahlung im Körpergewebe des zu untersuchenden Objekts gleicht. Dadurch können auch diejenigen Bereiche des Objekts untersucht werden, deren Oberfläche nicht in unmittelbarer Berührung mit dem durchlässigen Element oder der reflektierenden Referenzfläche stehen.

Bei einer bevorzugten Ausführung der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist der Ultraschallsender/Empfänger in einem Schlitten an der Außenfläche des für die Wellenstrahlung durchlässigen plattenförmigen Elements anliegend arretierbar und derart translatorisch beweglich angeordnet, daß das zu untersuchende Objekt mit jenseitiger reflektierender Referenzfläche auf einfache Weise entweder manuell oder motorgetrieben punktweise zeitlich nacheinander rasterförmig abtastbar ist. Im Falle einer linien- oder flächenförmigen Array-Anordnung vereinfachen sich die erforderlichen Bewegungsabläufe bzw. können ganz entfallen. Bei einer Ausführung als flächenförmiges Array kann dieses selbst die Andruckfläche bilden. Die Ansteuerung erfolgt dabei scannend mittels einer entsprechenden elektronischen Schaltung.

Insbesondere sind das für die Wellenstrahlung durchlässige Element und die reflektierende Referenzfläche bei der Untersuchung eines menschlichen Körperteils, und vorzugsweise der weiblichen Brustdrüse, jeweils in ihren an den benachbarten Körperpartien anliegenden Anschlußbereiche dieser formangepaßt, und insbesondere mit einer eine konkav geformte Ausnehmung aufweisende Anschlußkante versehen.

Eine bevorzugte Art der Auswertung der erhaltenen Informationen besteht in einer computerberechneten dreidimensionalen Darstellung der ultraschallreflektierenden Referenzfläche auf einem Monitor, so daß die Größe des Bereichs des zu untersuchenden Objekts, in dem ein Tumor mit großer Wahrscheinlichkeit vorhanden ist, gleichzeitig überblickt werden kann. Damit ist die simultane Darstellung der charakteristischen Informationen in einem einzigen Bild möglich, welches durch die entsprechenden graphischen Steuerungsmittel des Computers in unterschiedlichen Ansichten ausrichtbar ist.

Durch Auswahl der Darstellung der zu den auffälligen Bereichen der Referenzfläche gehörigen (zugeordneten) Gewebebereiche kann jeweils eine nähere Diagnose erfolgen. Unter

Ausschnittsvergrößerung (Zoom) lassen sich dabei interessierende Gewebebezirke getrennt wiedergeben, so daß eine genauere Beurteilung möglich ist.

Andere vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen gekennzeichnet bzw. werden nachstehend zusammen mit der Beschreibung der bevorzugten Ausführung der Erfindung anhand der Figuren näher dargestellt. Es zeigen:

FIG 1 die bevorzugte Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens im Schnitt,

FIG 2 die Vorrichtung gemäß FIG 1 in perspektivischer Darstellung,

FIG 3a bis 3d schematische Ansichten von Gewebeinhomogenitäten bei Durchstrahlung in Schnittdarstellung,

FIG 4a bis 4d verschiedene Echosignalverläufe zu den Ansichten gemäß FIG 3a bis 3d,

FIG 5 eine dreidimensionale Darstellung der ultraschallreflektierenden Unterlage im Ultraschallbild bei vorhandenem Tumor im zu untersuchenden Objekt sowie

FIG 6 ein Blockschaltbild eines Prozessorsystems zur Signalverarbeitung im Rahmen des erfindungsgemäßen Verfahrens.

Bei der in FIG 1 in Seitenansicht und FIG 2 perspektivisch dargestellten bevorzugten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung sind zwei planparallele Elemente, eine Platte 6 und ein Element 7 vorgesehen, welche das zu untersuchende Objekt 1 in zwei in im wesentlichen parallel zueinander ausgerichteten Ebenen begrenzen. Dabei ist das Element 7 für Ultraschallwellen durchlässig ausgebildet, während die Platte 6 Ultraschallwellen reflektiert. Platte 6 und Element 7 sind mittels einer axialen Verstelleinrichtung 8 miteinander verbunden. Mittels Verstellelemente 9 und 10 läßt sich der Abstand zwischen dem Element 7 und der Platte 6 individuell einstellen. Für die nachfolgende Beschreibung sollen

folgende räumliche Richtungen gelten: x bildet die Eindringrichtung der Ultraschallsignale und damit die t-Achse für die zeitlich nacheinander empfangenen Ultraschallechos. Die y-Achse bildet eine erste "Bewegungs-"achse bei der Signalaufnahme und damit die zweite Koordinate für die Darstellung eines Schnittbildes. Die z-Achse stellt dann die sekundäre Bewegungsachse der Signalaufnahme dar und ermöglicht somit die Erzeugung eines dreidimensionalen Bildes. Die "Bewegung" braucht dabei aber nicht mechanisch zu erfolgen, sondern kann bei der Verwendung von Sender-/Empfänger-Arrays mit linien- oder flächenhafter Erstreckung durch elektronisches Scannen vorgenommen werden.

Der Primärwellensender/Echosignalempfänger 2 ist in einem Schlitten 12, der bei dieser bevorzugten Ausführungsform der Vorrichtung ebenfalls mit Querstäben 11 der Verstelleinrichtung 8 verbunden ist, entlang der Längsachse des Schlittens 12 beweglich aber auch arretierbar angeordnet. Der Schlitten 12 ist wiederum entlang der Längsachse der Querstäbe 11 verschiebbar. Der Primärwellensender/Echosignalempfänger 2, der an der Außenseite des Elements 7 anliegt kann mittels des Schlittens 12 die gesamte Planfläche des Elements 7 zum Scannen des zu untersuchenden Objekts 1 überfahren. Dabei kann die jeweilige Position, d. h. die Raumrichtung des Primärwellensenders/Echosignalempfängers 2 entweder manuell oder schrittmotorgetrieben bzw. mittels der elektronischen Scanmittel eingestellt werden.

Die am menschlichen Körper anliegende Kante 13 bzw. 14 der Platte 6 bzw. des Elements 7 ist anatomisch verrundet, d. h. insbesondere konkav ausgebildet.

Dieses bevorzugte Ausführungsbeispiel ist deshalb mechanisch besonders einfach, weil ein eine beliebige Form aufweisendes Untersuchungsobjekt 1 von einem ein Kopplungsmedium 17 enthaltenden flexiblen und für die verwendete (Wellen)strahlung durchlässigen abgedichteten Behälter 15 jederzeit umgebbar

ist. Der Behälter 15 ist über einen Füllstutzen 16 zu füllen bzw. zu entleeren. Zusätzlich muß dabei das Kopplungsmedium lediglich auf die Platte 6 und auf das Element 7 aufgetragen werden, um zu gewährleisten, daß die Wellenstrahlungen gut übertragbar sind.

Bei dem dargestellten Ausführungsbeispiel der Vorrichtung zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens bildet die reflektierende Platte 6 gleichzeitig die eine Empfangsvorrichtung für ein weiteres in paralleler Raumrichtung wirksames bildendes Signal oder ist mit einer derartigen Empfangsvorrichtung verbunden bzw. bildet eine Aufnahme für eine derartige Empfangsvorrichtung.

Die Untersuchungsmethode besteht in der Röntgenexposition bzw. digitalen Radiographie des Objekts in identischer Position. Dadurch können weitere Informationen bezüglich der aufgefundenen Inhomogenität gewonnen werden bei gleichzeitiger vorteilhafter Verringerung der Röntgenbelastung im Vergleich zu den heute üblichen reinen Röntgenaufnahmen aus zwei unterschiedlichen Raumrichtungen. Dabei kann dann eine Röntgenröhre 20 zeitweise an die Stelle der Ultraschallsende- und Empfangsvorrichtung 2 treten.

Die Röntgenstrahlung ist angedeutet durch das Strahlenbündel 21, welches das Objekt 1 durchstrahlt und den Röntgenfilm 22 erreicht, der in einer Cassette 23 angeordnet ist. Dabei ist insbesondere die obere Deckfläche der Cassette 23 identisch mit der Platte 6, welche als Reflexionsfläche für die Ultraschalluntersuchung dient. Bei einer angedeuteten alternativen Ausführungsform befindet sich die thermosensitive Fläche für ein Thermografieverfahren an der Oberseite der Platte 6 und ist durch eine gestrichelte Linie 24 angedeutet.

Dabei wird das zu untersuchende Objekt 1 mittels der Verstelleinrichtung 8 bis 10 fixiert und die vom Primärwellensender/Echosignalempfänger 2 ausgestrahlten Primärstrahlungen

3 werden von der Platte 6 nach Durchquerung des Objekts 1 als Echosignale 4 reflektiert und vom Primärwellensender/Echosignalempfänger 2 aufgenommen. Die Laufzeiten und die Amplituden der Echosignale 4 werden dabei von der mit dem Primärwellensender/Echosignalempfänger 2 verbundenen Auswertungsvorrichtung für die unterschiedlichen Raumrichtungen 5 der abgegebenen Primärstrahlungen 3 registriert.

In derselben Position des Objekts wird anschließend (oder gegebenenfalls auch gleichzeitig) mittels des zweiten bildgebenden Untersuchungsverfahrens eine der ersten überlagerte Bilddarstellung erzeugt, welche die aufgenommenen geometrischen Daten in identischer Position ergänzt. Das Koppelmedium 17 ist dabei insbesondere so eingestellt, daß es in seiner Dämpfung oder Beeinflussung für die bildgebende Strahlung den Eigenschaften normalen Körpergewebes entspricht, so daß es bei der Bilddarstellung neutral erscheint.

Bei dem weiteren Signal kann es sich außer um Röntgenstrahlung auch um ein thermographisch oder mittels Transillumination ausgelöstes Signal handeln, wobei im letztgenannten Fall die Beleuchtungsquelle mit der Quelle 20 zusammenfällt.

Insbesondere kann das mittels Röntgenstrahlung ausgelöste Signal unmittelbar digital aufgezeichnet oder aus einer auf übliche Weise erhaltenen Röntgenaufnahme nachträglich - vorzugsweise durch Scannen - digitalisiert werden.

Anhand der Figuren 3a bis 3d und 4a bis 4d sollen nunmehr die für die verschiedenen an Grenzen von Inhomogenitäten entstehenden und die sich daraus ergebenden Signalverläufe näher diskutiert werden.

In den Schnittdarstellungen gemäß Figuren 3a bis 3d sind verschiedene Inhomogenitäten bei Durchstrahlung mit Ultraschall (in x-Richtung) wiedergegeben, an denen das erfindungsgemäße Verfahren verdeutlicht werden soll. In Pfeilrichtung ist je-

weils die Raumrichtung der Primärstrahlung angegeben, wobei der Schwärzungsgrad der Darstellung ein Maß für die Anzahl bzw. die Intensität der erhaltenen Echos bildet. Dabei ist in den Figuren 3a bis 3d jeweils unterhalb des Ultraschallbildes das durch das zusätzliche bildgebende Verfahren erhaltene Signal 25 in einer Schnittdarstellung in horizontaler Erstreckung wiedergegeben. Es ist dabei schematisch angedeutet, wie jeweils eine Schwärzung als Anzeichen für malignes Gewebe im Bereich einer entsprechenden Auffälligkeit im Ultraschallsignal entsteht. Die Darstellung kann dabei allerdings nur schematisch sein. Insbesondere wird hier von einer elektronischen Nachbehandlung der Signale ausgegangen, wobei gegenüber der Darstellung auf einem Röntgenfilm eine Invertierung vorgenommen wurde. In jedem Fall kann es sich hier nur um eine Prinzipdarstellung handeln.

In FIG 3a ist ein tumorfreies, Fettgewebe F und Drüsenkörper DK enthaltendes Objekt dargestellt. Das Fettgewebe F weist eine geringere Echodensität als der Drüsenkörper DK auf, wobei die ultraschallreflektierende Platte P die höchste Echodensität aufweist.

In FIG 3b ist ein einen malignen Tumor T aufweisendes Objekt dargestellt. Der maligne Tumor erscheint fast echoleer und mit einem bilateralen Randschatten hinter dem Tumor.

In FIG 3c ist ein einen malignen Tumor T aufweisendes Objekt dargestellt. Der maligne Tumor erscheint fast echoleer aber weist im Gegensatz zu FIG 3b einen mittleren Zentralschatten hinter dem Tumor auf.

In FIG 3d ist ein eine benigne Zyste Z aufweisendes Objekt dargestellt. Die Zyste Z erscheint, wie die meisten Zysten ohne Echos und mit einer zentralen Schallverstärkung hinter der Zyste.

In den Figuren 4a bis 4d (t-Achse entsprechend der x-Richtung) sind die verschiedenen sich aus den Figuren 3a bis 3d ergebenden Echosignalverläufe jeweils zusätzlich wiedergegeben. Die zusätzlichen Bildanteile eines aufgrund von Durchstrahlung arbeitenden bildgebenen Verfahrens treten in diesen Darstellungen nicht auf. Das zusätzliche bildgebende Verfahren enthält damit keine "Tiefeninformation", da es auf Durchstrahlung basiert. Dasselbe gilt aber auch für die weiteren aus der Ultraschalluntersuchung herrührenden Signale "Plattenverschiebung" und "Plattenauslöschung", welche ebenfalls keine räumliche Information enthalten.

In FIG 4a ist der Echosignalverlauf der Referenzprimärstrahlung 3' dargestellt, die das tumorfreie, Fettgewebe F und Drüsenkörper DK enthaltende Objekt durchquert. Dabei werden die Veränderungen in der Echoamplitude A mit der Zeit t und daher auch mit der zunehmenden Entfernung zum Primärstrahlensender/Echosignalempfänger aufgezeichnet. Das Fettgewebe F weist dabei eine geringere Amplitude als die Drüsenkörper DK auf, wobei der Bereich der höchsten Amplitudenwerte Pa die Position der ultraschallreflektierenden Platte anzeigt.

In der FIG 4b ist der Echosignalverlauf einer den malignen Tumor T durchquerenden Primärstrahlung 3 dargestellt. Dabei ist die Amplitude im Bereich des Tumors T und des bilateralen Randschattens wesentlich geringer als die des umgebenden Fettgewebes F. Ersichtlich ist dabei weiterhin, daß sich einerseits die Laufzeit Lb bis zum Bereich der erhöhten Amplitudenwerte Pb der Platte im Vergleich zur Laufzeit La des Echosignals gemäß FIG 4a verkürzt hat und daß andererseits die erhöhten Amplitudenwerte Pb geringer sind als die erhöhten Amplitudenwerte Pa des Echosignalsverlaufs gemäß FIG 4a. Die Laufzeitverkürzung stellt sich dabei als scheinbare Plattendeformation dar.

In der FIG 4c ist der Echosignalverlauf einer den malignen Tumor T durchquerenden Primärstrahlung 3 dargestellt. Dabei

ist die Amplitude im Bereich des Tumors T wesentlich geringer als die des umgebenden Fettgewebes F und der mittlere Zentralschatten weist eine gegenüber der Amplitude vor dem Tumor T verringerte Amplitude auf. Ersichtlich ist dabei in gleicher Weise wie bereits bei FIG 4b, daß sich einerseits die Laufzeit Lc bis zum Bereich der erhöhten Amplitudenwerte Pc der Platte im Vergleich zur Laufzeit La des Echosignals gemäß FIG 4a verkürzt hat und daß andererseits die erhöhten Amplitudenwerte Pc geringer sind als die erhöhten Amplitudenwerte Pa des Echosignalverlaufs gemäß FIG 4a.

In der FIG 4d ist der Echosignalverlauf einer die benigne Zyste durchquerende Primärstrahlung 3 dargestellt. Die Amplitude im Bereich der Zyste Z ist im wesentlichen gleich Null und die zentrale Schallverstärkung ist mit einer gegenüber der Amplitude vor der Zyste Z erhöhten Amplitude hinter der Zyste Z zu sehen. Ersichtlich ist hierbei aber ebenfalls, daß sich die Laufzeit Ld bis zum Bereich der erhöhten Amplitudenwerte Pd der Platte 6 im Vergleich zum Echosignalverlauf gemäß FIG 4a zwar verkürzt hat, aber daß die erhöhten Amplitudenwerte Pd weiterhin im wesentlichen die erhöhten Amplitudenwerte Pa des Echosignalsverlaufs gemäß FIG 4a übertreffen.

Durch das wiederholte Scannen des Objekts in weiteren zu der ersten Ebene senkrecht gerichteten Ebenen, läßt sich bei einem hier nicht dargestellten weiteren Ausführungsbeispiel über eine Verknüpfung der ermittelten Echosignalverläufe durch Überlagerung ein dreidimensionales Bild erstellen.

Um eine die Laufzeit des Echosignals verkürzende benigne von einer malignen Inhomogenität noch besser unterscheiden zu können, ist das Ultraschallbild der reflektierenden Platte 6 in FIG 5 dreidimensional dargestellt. Damit kann die räumliche Kontur des Bereichs in der eine Inhomogenität mit hoher Wahrscheinlichkeit zu erwarten ist, bildlich wiedergegeben werden. Hiermit wird die Beschaffenheit der Randkontur des verzerrten Bereichs der reflektierenden Platte 6 ersichtlich,

welches eine Aussage über die Beschaffenheit der Randkontur der Inhomogenität ermöglicht. Studien haben ergeben, daß maligne Befunde meist unregelmäßige Randkonturen auf, während benigne Befunde glatte Randkonturen aufweisen. Weiterhin ist durch Abruf des parallel zur Schallausbreitungsrichtung gerichteten Primärbildes die eine Störung verursachende Inhomogenität unmittelbar der Betrachtung zugänglich, so daß eine nähere Charakterisierung möglich ist.

Bei der dreidimensionalen Darstellung gemäß FIG 5 ist die ultraschallreflektierende Platte 6 bei vorhandenem malignen Tumor im zu untersuchenden Objekt gezeigt. Dabei ist die unregelmäßige Beschaffenheit der Kontur des verzerrt dargestellten Bereichs der Platte 6 deutlich zu erkennen. Auch in dieser Figur wird die Darstellung durch ein zweites Diagramm, welches von dem zweiten bildgebenden Verfahren herrührt, ergänzt. Hierbei handelt es sich wiederum um eine mittels Röntgenstrahlung erhaltene Darstellung. Dabei ist es anhand der Beschaffenheit der Randkontur ersichtlich, daß es sich mit hoher Wahrscheinlichkeit um einen malignen Befund handelt. Weiterhin kann durch die Projektion des verzerrt dargestellten Bereichs in Richtung des oberen wellendurchlässigen Elements ein räumlich begrenzter Bereich der untersuchten Körperpartie ermittelt werden, in dem der maligner Befund mit hoher Wahrscheinlichkeit anzutreffen ist.

Bei dem in FIG 6 in Form eines Blockschaltbildes wiedergegebenen prinzipiellen Aufbau einer Auswertungsvorrichtung für das erfindungsgemäße Verfahren werden die von einer Ultraschall-Empfangseinheit 40 aufgenommenen Ultraschallechos S_1 als digitalisierte Amplitudensignale in einen Speicher 42 eingeschrieben, welche beispielsweise Schieberegister zur Aufnahme der digitalisierten Signale bilden. Eine weitere Empfangseinheit 41 dient zum Empfang eines weiteren räumlich korrelierten von dem zu untersuchenden Organ abgeleiteten bildgebenden Signal, welches weiter unten näher beschrieben werden soll. Bei dem in dem Schieberegister vorhandenen

Signal handelt es sich um die digitalisierten Amplitudenwerte des empfangenen Echos, wobei der Empfang gestartet wird, nachdem ein Ausgangssignal von einer Zeitverzögerungseinrichtung 44 erhalten wurde, die ihrerseits durch einen Zeitgeber 45 aktiviert wurde, der den Zeitpunkt der Aussendung der Ultraschallsignale bestimmt. Damit wird auf jeden abgegebenen Ultraschall-Singalimpuls hin das zurücklaufende Signal im Speicher 42 festgehalten, wobei die digitalisierte Repräsentation in x-Richtung (Eindringtiefe) derjenigen der Figuren 4 und 5 entspricht.

Die Schallempfangseinheit 40 wird mit einer Vorrichtung zur zeilenweisen linearen Verschiebung in y-Richtung (vergleiche FIG 3), welche bevorzugt auch automatisiert ausgebildet sein kann, in unterschiedlichen Positionen in bezug auf das zu untersuchende Organ positioniert. Damit ist eine zeilenweise Abtastung zur schichtweisen Darstellung des zu untersuchenden Organs oder der zu untersuchenden Körperpartie möglich. Bei einer - hier nicht dargestellten - Variante der Erfindung kann die zeilenweise Abtastung auch durch simultane Aufnahme jeweils einer ganzen Zeile mittels eines entsprechenden Arrays von Ultraschallsendern/-empfängern erfolgen.

Das in FIG 6 dargestellte Ausführungsbeispiel repräsentiert die Auswertungsschaltung für die nacheinander innerhalb einer räumlichen Ebene aufgenommenen Signale, also für einen zweidimensionalen Bereich. Für eine simultane zweidimensionale Erfassung ist ein Ultraschall-Sender-Empfänger erforderlich, der Signale gleichzeitig für eine vollständige Zeile abgibt, während für eine dreidimensionale Erfassung eine derartige Anordnung für jede weitere zu erfassende Schicht entsprechend zu vervielfachen wäre. Dies führt zu einer flächenartigen Array-Anordnung für die Ultraschall-Sender/Empfänger.

Da hierbei jedoch infolge einer ebenfalls scannenden Abtastung der ohne mechanische Bewegung aufgenommenen Signale deren Weiterverarbeitung letztlich wieder nacheinander vor-

genommen wird, ist die Betriebsweise bei der Erfassung der einzelnen geometrischen Ebenen letztlich entsprechend, so daß auch hierbei eine Verarbeitung entsprechend der nachstehenden Beschreibung erfolgen kann.

Mittels eines Schwellwertdetektors 46 werden in dem empfangenen und digitalsiert in dem Schieberegister 42 festgehaltenen Echosignal Überschreitungen eines vorgegebenen Schwellwerts festgehalten, welche die Amplituden von Echos von Körpergewebe übertreffen und Echos der stark reflektierenden Platte bilden. Dieser Wert wird in einen Mittelwert- oder Bezugswertspeicher 47 eingeschrieben, in dem die zeitlichen Mittelwerte der Amplituden und/oder Echoverzögerungen bzw. die Verzögerungszeiten der Majorität der aufgenommenen Echoverzögerungszeiten der den Schwellwert überschreitenden Impulse eingeschrieben werden. Bei einer anderen Variante des dargestellten Ausführungsbeispiels kann es sich bei dem Bezugswert auch um einen fest vorgegebenen Wert handeln, welcher aufgrund von Erfahrungswerten erhalten bzw. aus der bekannten Geometrie der Anordnung ermittelt wurde.

In einer weiteren Verarbeitungsstufe 48 wird die Differenz der Echozeit des aufgenommenen Impulses seit seiner Aussendung bzw. seine Amplitude im Vergleich zu dem im Speicher 47 enthaltenen Bezugswert ermittelt und an einen Speicher 49 für die Verschiebung des Echos der hinsichtlich der Reflexionseigenschaften "harten" Platte bzw. der Minderung der Echoamplitude aufgrund von im zwischengeschalteten Körpergewebe befindlicher Objekte weitergeleitet. Diese virtuelle Plattendeformation bzw. "Echominderung" bildet - wie erläutert - ein weiteres lokales charakteristisches Signal für einen Punkt der x,y-Ebene als Anzeichen für das Vorhandensein von malignem Gewebe, allerdings ohne Information in der x-Richtung. Die erhaltenen Werte werden in einem Speicher 49 festgehalten. Dem Ausgangssingal des Schieberegisters 42 wird in einer ersten Verarbeitungseinheit 50 das in dem Speicher 49 enthaltene Signal als weitere Information hinzugefügt. Dies kann

in einfacher Weise durch Festhalten des Wertes der Echoverschiebung bzw. Echominderung in einer dafür vorgesehenen zusätzlichen Speicherzelle erfolgen.

Ein weiteres für den betreffenden Punkt in der x,y-Ebene charakteristisches bildgebendes Signal, das von dem Signalaufnehmer 41 abgegeben und in einem Speicher 51 festgehalten ist, wird gegebenenfalls in einer zweiten Verarbeitungseinheit 52 dem Gesamtsignal als Ausgangssignal der ersten Verarbeitungseinheit 50 hinzugefügt. Dieses Signal wird dann ebenfalls in dem jeweils einem Punkt der Darstellung in der y,z-Ebene entsprechenden Signal mitgeführt.

Dieses Signal wird in einem Speicher 54 abgelegt, wobei dieser Speicher matrixartig organisiert ist und das gesamte Echosignal (x-Achsen-Information) einschließlich der vorgenannten Zusatzsignale für eine y-Abtastungszeile aufnimmt.

In einer dritten Verarbeitungseinheit 55 wird das für einen Punkt der y-Achse erhaltene Gesamtsignal nunmehr mit weiteren Signalen korreliert, die zu einem früheren Zeitpunkt aufgenommen worden sind. Hierbei handelt es sich bevorzugt um in z-Richtung benachbarte Signale, so daß Aussage über die Tumorwahrscheinlichkeit für eine Schicht des betrachteten Gewebes aus der Überlagerung der lokalen Tiefenechos (x-Richtung), der lokalen Echoverschiebung, dem lokalen Signal eines weiteren bildgebenden Verfahrens und den entsprechenden benachbarten Signalen in z-Richtung erhalten wird, welche mit dem aktuellen Signal verglichen oder in sonstiger Weise korreliert werden. Damit können in das lokal aufgenommene Signal auch Signaländerungen im Vergleich zu benachbarten Signalen eingehen.

Durch die weitere Signalaufnahme unter Verschiebung in z-Richtung werden weitere - entsprechend verarbeitete - Schichtbilder erhalten, welche in weiteren (nur beispielsweise dargestellt) Speichern 56 bis 58 abgelegt werden, so

daß mit dem zusammengefaßten Inhalt dieser Speicher ein räumliches Bild erhalten wird, welches insgesamt ausgewertet werden kann. Dabei bildet die Korrelation der Inhalte benachbarter Speicherplätze in z-Richtung ebenfalls eine Möglichkeit die erhaltene Information noch zu verbessern, wie es bereits am Beispiel der dritten Verarbeitungseinheit 55 gezeigt wurde. Entsprechend kann auch eine Korrelation von aus unterschiedlichen räumlichen Richtungen aufgenommenen Bilder erfolgen, wobei allerdings im Falle der Untersuchung der weiblichen Brust für die Signalermittlung aus unterschiedlichen Raumrichtungen deren räumliche Arretierung Voraussetzung ist.

Die Erfindung beschränkt sich in ihrer Ausführung nicht auf das vorstehend angegebene bevorzugte Ausführungsbeispiel. Vielmehr ist eine Anzahl von Varianten denkbar, welche von der dargestellten Lösung auch bei grundsätzlich anders gearteten Ausführungen Gebrauch macht.

Patentansprüche

1. Verfahren zur bildgebenden Darstellung einer Partie des menschlichen Körpers, insbesondere der weiblichen Brustdrüse, mittels Echosignalen einer auf das Objekt gerichteten Ultraschallstrahlung, wobei die Auswertung von durch einen Echosignalempfänger empfangenen Echosignalen jeweils auf einer in der Raumrichtung der Primärstrahlung gerichteten Objektachse erfolgt und die Intensität der Echosignale bildgebend ausgewertet wird, dadurch gekennzeichnet, daß bei der bildgebenden Auswertung das Echosignal mit einem weiteren in der entsprechenden Raumrichtung bei fixiert gehaltenem Objekt aufgenommenen bildgebenden Signal einer anderen Signalquelle in räumlicher Zuordnung zusammengefaßt aus ausgewertet wird, wobei im Falle der weiblichen Brustdrüse diese zwischen zwei im wesentlichen parallel gerichteten Platten fixiert ist.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß es sich bei dem weiteren Signal um ein mittels Röntgenstrahlung, thermografisch und/oder mittels Transillumination ausgelöstes Signal handelt.

3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß das mittels Röntgenstrahlung ausgelöste Signal unmittelbar digital aufgezeichnet oder aus einer auf übliche Weise erhaltenen Röntgenaufnahme nachträglich digitalisiert wird.

4. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Signalquellen - gleichzeitig oder zeitlich aufeinanderfolgend - in räumlicher Koordination auf derselben Seite des Objekts angeordnet sind.

5. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß eine zu-

sätzliche für eine hohe Tumorwahrscheinlichkeit repräsentative Information mittels logischer Verknüpfung und/oder Überlagerung des weiteren Signals mit dem aus der Echoinformation abgeleiteten, für eine hohe Tumorwahrscheinlichkeit kennzeichnenden Signal, insbesondere durch additive oder multiplikative Verknüpfung erhalten wird.

6. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß auf die Körperpartie als zu untersuchendes Objekt (1) kontinuierlich oder in im wesentlichen äquidistanter Folge anschließenden - insbesondere parallelen - Raumrichtungen (5) aus Primärstrahlung (3) auf das zu untersuchende Objekt (1) abgegeben wird, wobei der Primärstrahlensender mechanisch angetrieben ist und/oder mehrere räumlich verteilte Primärstrahlensender - insbesondere in einer Anordnung nach Art eines Arrays - scannend zeitlich nacheinander oder auch simultan betrieben werden.

7. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß die für mehrere Raumrichtungen (5) ermittelten Bildelemente zu einer gemeinsamen räumlichen Darstellung überlagert werden.

8. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß sich das Objekt (1) zwischen dem Primärstrahlensender/Echosignalempfänger (2) und einer senkrecht zur Raumrichtung (5) der Primärstrahlung (3) ausgerichteten die Primärstrahlung (3) als Echosignal (4) stärker als andere im Darstellungsfeld befindliche Bereiche des Körpergewebes reflektierenden Referenzfläche (6) befindet, daß die mittlere oder zu erwartende Laufzeit und/oder Amplitude eines vom Primärstrahlensender/Echosignalempfänger (2) empfangenen von der Referenzfläche (6) reflektierten Echosignals (4') der das Objekt (1) durchquerenden Primärstrahlung (3') als Referenzsignal ermittelt oder vorgegeben wird und daß die Laufzeit und/oder

Amplitude eines vom Primärstrahlensender/Echosignalempfänger (2) empfangenen von der Referenzfläche (6) reflektierten Echosignals (4) der das Objekt (1) durchquerende Primärstrahlung (3) ermittelt wird, wobei die Abweichung der Laufzeit und/oder Amplitude dieses aufgenommenen von der Referenzfläche (6) reflektierten Echosignal (4) zur Laufzeit bzw. Amplitude des Referenzsignals (4') ein Maß für die Tumorwahrscheinlichkeit im Bereich der Raumrichtung der Ausbreitung dieses Echosignals (4) bildet.

9. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das räumlich fixierte Objekt (1) zwischen einem für die Wellenstrahlung im wesentlichen durchlässigen, insbesondere ersten plattenförmigen Element (7) und einem zweiten plattenförmigen Element (6) angeordnet ist.

10. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß der Primärstrahlensender/-empfänger (2) bzw. die Quelle des sonstigen bildgebenden Signals dem strahlendurchlässigen Elements (7) in geeigneter Entfernung benachbart angeordnet ist und dabei insbesondere bei einer Anordnung nach Art eines Arrays Teil des ersten plattenförmigen Elements selbst ist und/oder dem zweiten plattenförmigen Element ein Empfänger für das weitere bildgebende Signal benachbart angeordnet ist.

11. Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß der Empfänger für das weitere bildgebende Signal im Falle der Verwendung von Röntgenstrahlung in Form der Cassette für den Röntgenfilm oder eines elektronischen Targets bei digitaler Aufzeichnung das zweite plattenförmige Element bildet.

12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 9 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß das zweite

plattenförmige Element die Echosignale (4) reflektierende Referenzfläche (6) bildet.

13. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das strahlendurchlässige, erste plattenförmige Element (7) und das zweite plattenförmige Element (6) mittels einer axialen mechanischen wirkenden Verstelleinrichtung (8) miteinander verbunden sind, wobei der Abstand zwischen dem ersten und dem zweiten plattenförmigen Element (6 und 7) mittels Verstellelementen (9 und 10) einstellbar ist und damit eine geometrische Bezugsgröße bilden kann, wobei insbesondere ein Behälter (15) aus einem, insbesondere flexiblen, und für die Wellenstrahlung durchlässigen Material das mittels der Verstelleinrichtung (8) räumlich fixierten Objekt (1) umgibt, wobei der Behälter (15) mit einem Kopplungsmedium (16) gefüllt ist.

14. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß das Kopplungsmedium (16) derart beschaffen ist, daß die Schallgeschwindigkeit der Wellenstrahlung im Kopplungsmedium (16) im wesentlichen derjenigen der Wellenstrahlung im Körpergewebe des zu untersuchenden Objekts (1), und im Falle der Verwendung von Röntgenstrahlung in seinen Absorptionseigenschaften im wesentlichen denjenigen des zu untersuchenden Gewebes, entspricht.

15. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 9 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß der Primärstrahlensender/Signalempfänger (2) zur Abtastung der Planfläche des Objekts (1) translatorisch oder drehbar auf einer vorgegebenen Bahn beweglich bzw. in einer vorgegebenen Position arretierbar an der Außenseite des strahlendurchlässigen Elements (7) angeordnet ist.

16. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 9 bis 15, d a - d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß der Primärstrahlensender/Echosignalempfänger (2) auf einem Schlitten (12), der ebenfalls mit der Verstelleinrichtung (8) verbunden ist, entlang der Längsachse des Schlittens (12) beweglich aber auch arretierbar angeordnet ist.

17. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 16, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß die Position des Primärstrahlensenders/Echosignalempfängers (2) oder die des den Primärstrahlensender/Echsignalempfänger (2) aufweisenden Schlittens (12) mit einem Schrittmotor, gegebenenfalls selbsttätig, einstellbar ist.

18. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 9 bis 17, d a - u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß das strahlendurchlässige Element (7) und das zweite plattenförmige Element (6) zur Untersuchung der menschlichen Körperpartie und insbesondere der weiblichen Brustdrüse, jeweils in seinem bzw. in ihrem in der Umgebung des zu untersuchenden Körperteils an einer an der menschlichen Körperpartie dichtend anliegenden Anschlußbereich dieser formangepaßt oder unter Einschaltung eines für die Strahlung transparenten Koppelmediums (17), und insbesondere mit einer eine konkav geformte Ausnehmung aufweisende Anschlußkante (13 bzw. 14) versehen ausgestaltet ist.

19. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 9 bis 18, g e - k e n n e i c h n e t , d u r c h Signalwandler als Primärstrahlensender/Signalempfänger (40,41) sowie einen Prozessor mit zugehörigem Programmspeicher und Signalverbindungen zu den Signalwandlern.

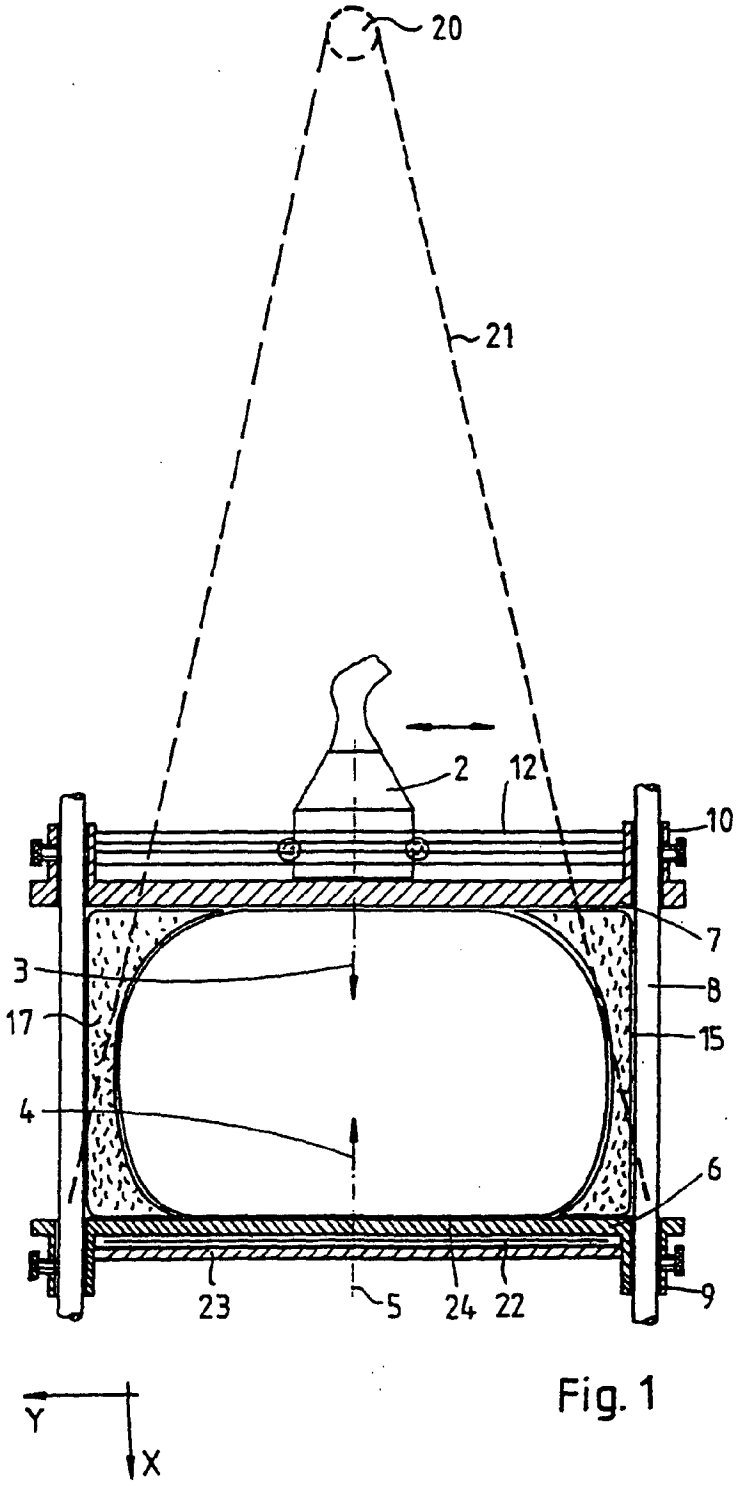


Fig. 1

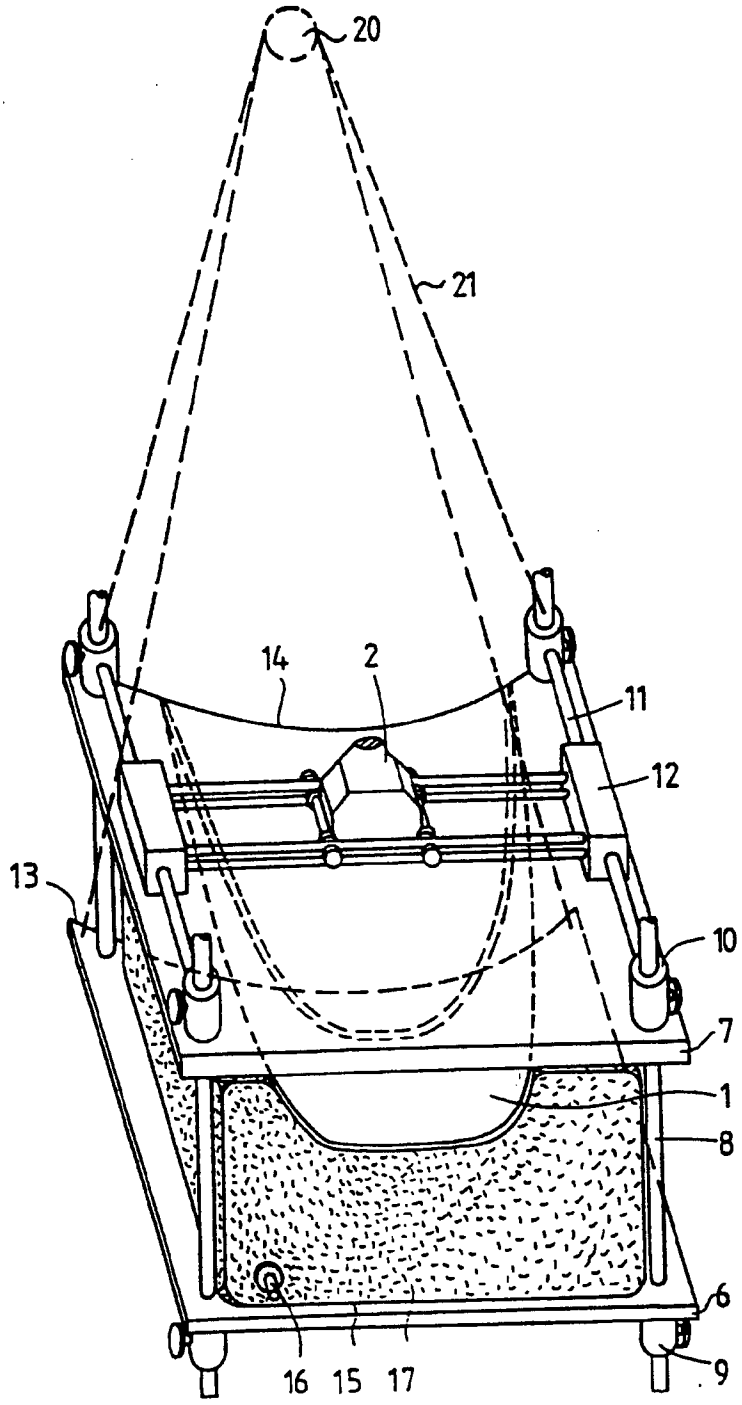


Fig. 2

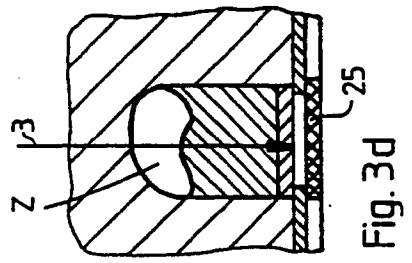


Fig.3d

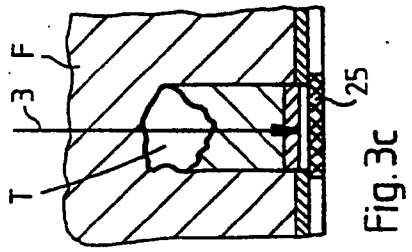


Fig.3c

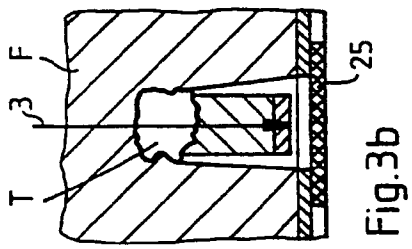


Fig.3b

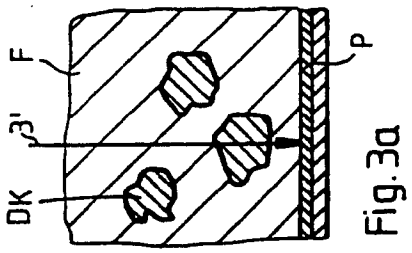


Fig.3a

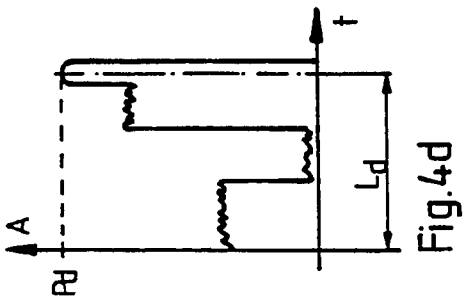


Fig.4d

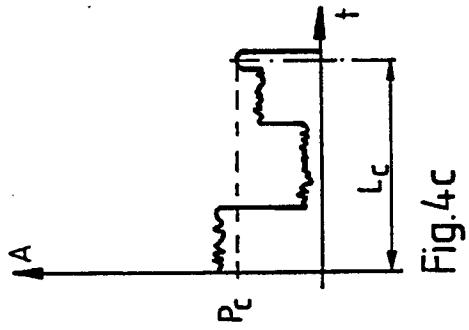


Fig.4c

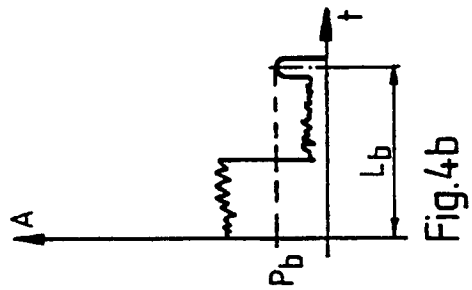


Fig.4b

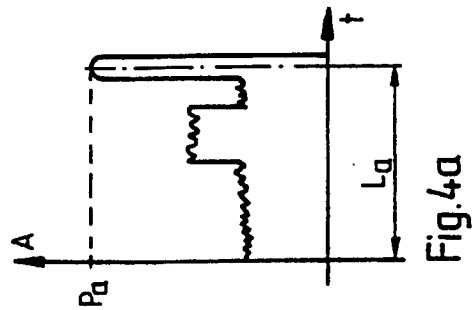


Fig.4a

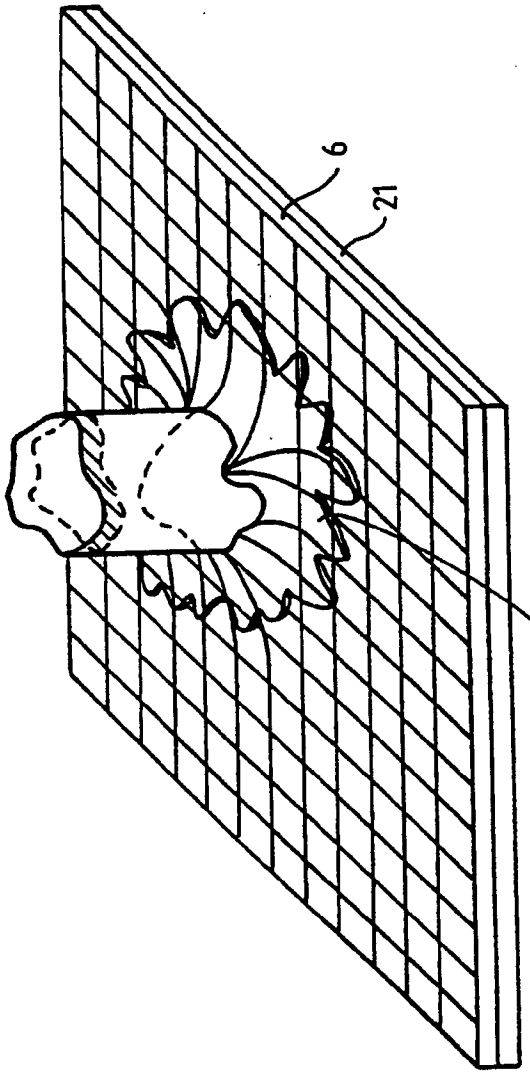


Fig.5

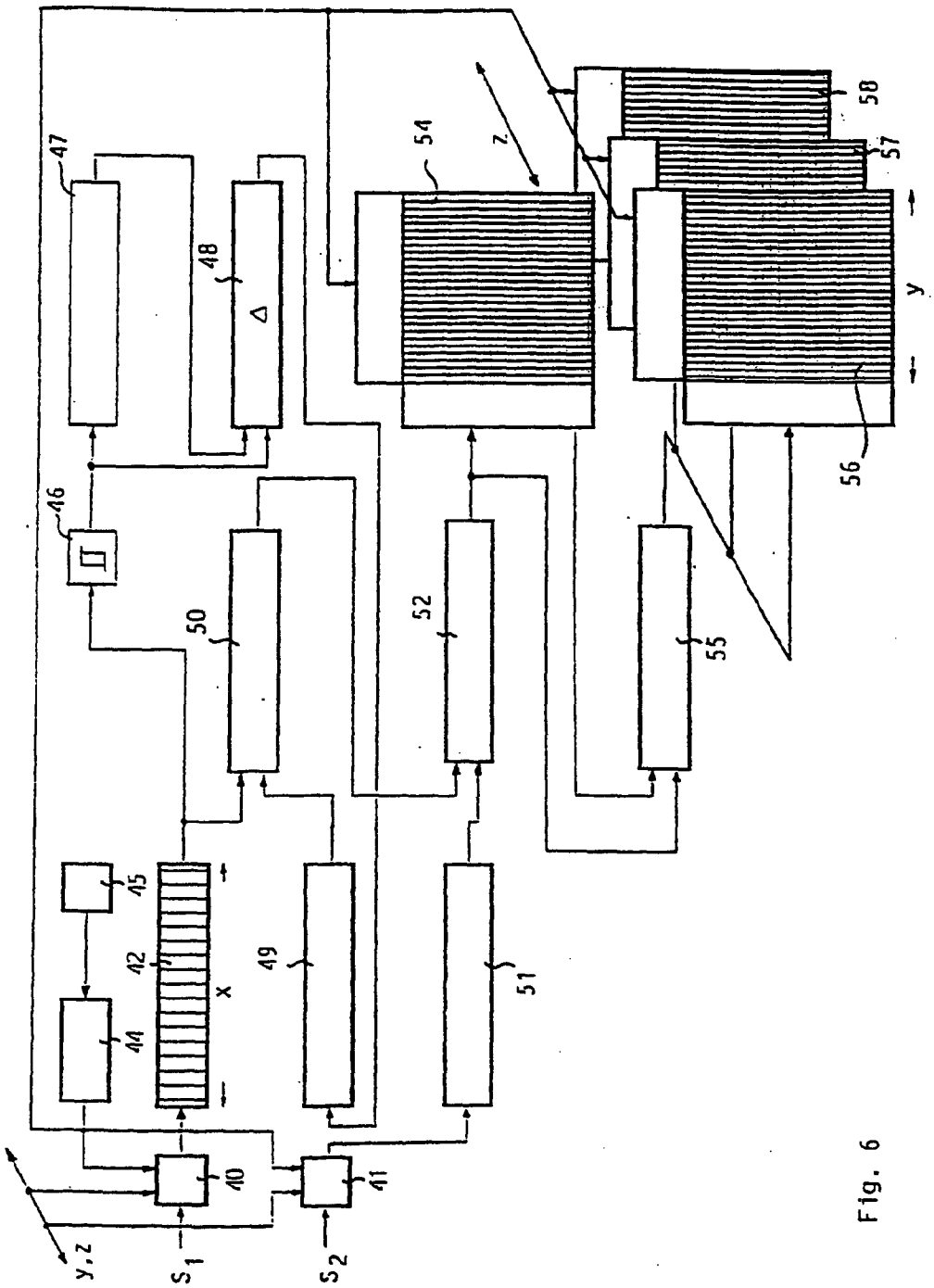


Fig. 6